

心室の増大する充満圧のための心房刺激に対して、いろいろ適用できる。

1. 補充収縮間隔の終了でベレーシング事象信号を発生させるための補充収縮間隔タイマー手段を有する心臓ペースメーカーにおいて、心臓機能を感じ取る感知事象信号を有する自己調整心臓機能感知手段、ベレーシングが感知事象信号よりセット信号に応じて上記補充収縮間隔タイマー手段をリセットする手段、ベレーシングパルスを発生させるペース事象信号に反応するパルス発生手段、及び心臓にベレーシングパルスを印加する手段を含み、さらに、過度の心臓のストレスなしで選択的に期外収縮後の増進作用効果を与える手段を含み、

対にされたベレーシングパルスを与える上記パルス発生手段はベレーシング事象信号の発生後に対にされたパルスインターバルを引き起こさせ、期外収縮後の増進作用効果を引き起こす手段、及び、

上記期外収縮後の増進作用効果から生じる生理学的な応答を検出し、上記対にされたベレーシングパルスの選択された発生を調整する手段を含む心臓ペースメーカー、

2. トリガされたベレーシングパルスを与える上記パルス発生手段に、期外収縮後の増進作用効果を引き起こすために感知事象信号の発生後にトリガされたパルスインターバルを引き起こす手段を含む請求項1のペースメーカー、

3. 上記調整手段が、全体のベレーシングパルスの予め定められた数にわたって上記パルス発生手段によって与えられるベレーシングパルスの合計に対して、選択的に対にされたベレーシングパルスの比を可変する手段を含む請求項1のペースメーカー、

4. 上記調整手段が、期外収縮後の効果を減少あるいは増大させ、上記対にされたベレーシングインターバルを選択的に可変させる手段を含む請求項1のペースメーカー、

5. 上記検出手段が、上記期外収縮後の増進作用効果から生じる心臓のストレスのレベルを検出し、上記対にされたベレーシングパルスの選択された発生を調整する手段を含む請求項1のペースメーカー、

6. 上記心臓ストレス検出手段が、冠状動脈血酸素飽和度を検出し、心臓酸素不足を示す検出レベルが閾値を下回るとき心臓ストレス指標信号を有する手段を含む請求項5のペースメーカー、

7. 上記検出手段が、上記期外収縮後の増進作用効果から生じる心臓機能のレベルを検出し、上記対にされたベレーシングパルスの選択された発生を調整する手段を含む請求項1のペースメーカー、

8. 上記検出手段が、上記期外収縮後の増進作用効果から生じる心臓機能のレベルを検出し、上記対にされたベレーシングパルスの選択された発生を調整する手段を含む請求項2のペースメーカー、

9. トリガされたベレーシングパルスを与える上記パルス発生手段に、期外収縮後の増進作用効果を引き起こすために感知事象信号の発生後にトリガされたパルスインターバルを引き起こす手段を含む請求項2のペースメーカー、

10. 上記調整手段が、期外収縮後の効果を減少あるいは増大させ、上記対にされたベレーシングインターバルを選択的に可変させる手段を含む請求項2のペースメーカー、

11. 心臓の心室充満圧を増大させる期外収縮後の増進作用効果を与える以下の要件からなる心臓ペースメーカーの作動方法。
心臓機能を感じ取る。
心臓の心室へのダイナミクスでベレーシングパルスを与える。そして、
直前のベレーシングパルスが心臓機能の感知からそれぞれ時間を計った心室の不

応答の範囲内であっても心臓の期外収縮後の増進作用をもちとすに十分な対にされるかトリガされたベレーシング刺激を与え、心室充満を心臓のいっそう力強い収縮によって増加させる。

12. ベレーシングパルスと感知された心臓機能の平均の定められた総数に関して期外収縮後の増進作用効果の適用比を確立し、期外収縮後の増進作用によって引き起こされる心臓のストレスのレベルを検出し、そして過度の心臓のストレスを避けるために上記比を調整するステップを含む請求項1の方法、

13. 心室からの血液放出についての心臓機能を測定し、そして心室ベレーシングの合計に対する期外収縮後の増進作用効果の比を調整し、そして心臓ストレスの許容範囲レベルを維持して心臓の機能を最大にする心臓機能を感じ取るステップを含む請求項12の方法、

14. 心臓のストレスを測定するステップがさらに血液酸素飽和度センサーを挿入、該血液酸素飽和度センサーを患者の心臓の冠状動脈内に位置させ、心臓酸素飽和度と共に可変する血液酸素飽和度を検出するステップを含む請求項12の方法、

15. 上記心臓機能を検出するステップが1以上の自行車力学的変量クラスを測定するステップを含み、該変量が、心臓の機能の指標である全身の動脈血圧、肺動脈動脈血圧、冠状動脈血圧、冠状動脈血圧、右心室の心室血圧、右心室の心室血圧の変化レート dP/dt_{max} 、そして全身、肺動脈あるいは肺静脈の血流である請求項13の方法、

16. 以下の要件からなる、心臓の心室充満圧を増加させるための期外収縮後の増進作用効果を与えるための心臓ペースメーカー、
心臓機能を感知する手段、
心臓の心室へのダイナミクスでベレーシングパルスを与える手段、そして、

直前のベーンシングパルスが心筋後部の感知からそれぞれ時間を計った心室不応期の範囲内であっても心筋の期外収縮後の増強作用をもたらすに十分な対にされるかトリガされたベーンシング刺激を与え、心室充填圧を心筋のいっそう力強い収縮によって増加させる手段。

17. ベーンシングパルスと感知された心筋後部の予め定められた総和に関して期外収縮後の増強作用利用の適用方法を確立する手段。期外収縮後の増強作用によって引き起こされる心臓のストレスのレベルを検出手段、そして通常の心臓のストレスを避けるために上記を調整する手段を含む請求項15の心臓ペースメーカー。

18. 心室からの血液放出についての心臓機能を測定する手段、そして心室ベーンシングの合計に対する期外収縮後の増強作用利用の比を調整して心臓ストレスの許容範囲レベルを維持し、心臓の機能を最大にする心筋後部を感知する手段を含む請求項17のペースメーカー。

19. 心臓のストレスを測定する手段がさらに、血液酸素飽和センサー、圧血酸素飽和センサーを患者の心臓の冠状動脈内に位置させ、心臓酸素摂取と共に可変する血液酸素飽和レベルを検出する手段を含む請求項17のペースメーカー。

20. 上記心臓機能を検出する手段が、1以上の血行力学的変数クラスを測定する手段を含み、該変数が、心臓の機能の指標である全身の動脈血圧、肺動脈血圧、肺静脈血圧、冠動脈血圧、右左の心室あるいは心室血圧、右左の心室血圧の変化レートを $dP/dt \times \max$ 、そして全身、肺動脈あるいは肺静脈の血流である請求項19のペースメーカー。

21. 患者の心臓に對にされるか連続する刺激のペースを与える以下の要件からなる心臓ペースメーカーを動作させる方法。

自然に生じている心臓信号を感知して感知心臓信号を発生させ、ベーンシングレートに相当する補充収縮間隔により分離された各ベーンシングパ

28. 上記心臓機能を検出するステップが、1以上の血行力学的変数クラスを測定するステップを含み、該変数が、心臓の機能の指標である全身の動脈血圧、肺動脈血圧、肺静脈血圧、冠動脈血圧、右左の心室あるいは心室血圧、右左の心室血圧の変化レートを $dP/dt \times \max$ 、そして全身、肺動脈あるいは肺静脈の血流である請求項24の方法。

27. 自然に生じている心臓及び/又は心室感知事象がない場合に予め定められたレート及び心室同期関係で、患者の心房と心室に心臓及び/又は心室刺激パルスを与えるための以下の要件からなる心房-心室心臓ペースメーカー。

自然に生じている心房心臓信号を感知し、それに応じて心臓感知心臓信号を発生させる心臓感知手段。

自然に生じている心室心臓信号を感知し、それに応じて心臓感知心臓信号を発生させる心室感知手段。

ベーンシングレートに対応する心室補充収縮間隔によって分離した各心室刺激パルスを与える心房タイミング手段及び上記心房タイミング手段をリセットし心室補充収縮間隔をリスタートさせる心室感知心臓信号に反応するリセット手段を含み、最小限の心房ベーンシングレートで心室刺激パルスを発生させる心室パルス発生手段。

心室ベーンシングレートに対応し心室補充収縮間隔によって分離した各心室の刺激パルスを与える心室タイミング手段及び上記心室タイミング手段をリセットして心室補充収縮間隔をリスタートさせる心室感知心臓信号に反応するリセット手段を含み、最小限のベーンシングレートで心室の刺激パルスを発生させる心室パルス発生手段。

血液酸素のための心臓運動レベル及び心臓運動レベルを示す生理的なパラメータを測定するとともにそれらに応じてセンサ出力信号を与える手段、及び、

患者の心臓及び/又は心室で期外収縮後の増強作用を引き起こす先行する心房及び/又は心室感知心臓信号あるいはベーンシング事象に続いて、予め定められた時間インターバルで連続する心室心室の刺激パルスを与える上記心房及び/又は心室パルス発生手段により、間断的あるいは断片的に生理的なパラメータセンサ

スを与えることによって、最小限のベーンシングレートでベーンシング刺激パルスを発生させ、上記タイミング手段をリセットするとともに

感知心臓信号に応じて補充収縮間隔をリセットし、

心臓の筋力のための心臓酸素摂取及び/又は血圧及び/又は血圧のレベルを示す1つ以上の生理学的パラメータを測定し、

測定された生理的なパラメータに応じて期外収縮後増強作用を引き起こす上記補充収縮間隔よりいっそう短い連続インターバルの後に、先行するベーンシングパルス及び/又は感知心臓信号に連続するおなじみのベーンシングパルスを発生させる。

22. それぞれ先行するベーンシングパルスが感知心臓信号に続いて對にされるかトリガされた時間インターバルの終わりに對にされた及び/又はトリガされたベーンシングパルスを与えることのステップを含む請求項21の方法。

23. ベーンシングパルスと感知された心筋後部の予め定められた総和に関して對にされた及び/又はトリガされたベーンシングパルスの適用比を確立し、對にされた及び/又はトリガされたベーンシングパルスによって引き起こされる心臓のストレスのレベルを検出し、そして通常の心臓のストレスを避けるために上記を調整するステップを含む請求項22の方法。

24. 患者の心臓からの血液放出についての心臓機能を測定する手段、そしてベーンシングパルスの合計に対する對にされた及び/又はトリガされたベーンシングパルスの比を調整して心臓ストレスの許容範囲レベルを維持し、心臓の機能を最大にする心筋後部を感知するステップを含む請求項23の方法。

25. 心臓のストレスを測定するステップがさらに、血液酸素飽和センサー、圧血酸素飽和センサーを患者の心臓の冠状動脈内に位置させ、心臓酸素摂取と共に可変する血液酸素飽和レベルを検出するステップを含む請求項23の方法。

出力信号に反応する手段。

28. 上記補充収縮間隔より短くかつそれぞれ先行するベーンシングもしくは感知心臓信号に對にされるか連続するインターバルの終わりに連続する刺激パルスを与える第2タイミング手段をさらに含む請求項27の心臓ペースメーカー。

29. 心房及び/又は心室の心筋の機能の不応期を包含する上記對にされるか連続するインターバル時間を設定する手段をさらに含む請求項27の心臓ペースメーカー。

るものであることを見出した。

その時のベージング技術によれば、ベージング閾値が細胞閾値に近いことに注意する必要がある。いずれにせよ、かなり初期の技術における難しさと危険の認められた程度が、観音心不全患者において定常態を維持するために、なおいっそう対応が必要で、そして正確なベージングを可能にするにいつかの医師のやる気を生かす。

漸進によって与えられる可能性がなくなった心房心室性脱離の連続によって患者が与えられる心拍数を減少させることについて、最も良い改善が観察された。早く始動するか、あるいは適切なレートでの始動トリガするか、さらにあるいはレート感応オーバードライブと定常ベージングとを定常ベージングについて述べているのは、多量プロパリアドマイナースペースメーカー及び電気的除動機-細胞除去ペースメーカーとを互に制御可能な状態に結び付けた。しかしながら、従来のベージングやペースメーカー制御による治療に耐えない心臓患者の過半数によって与えられている患者の治療で、P E S P 効果を引き起こすために、対にそれと連動する制御の使用に関してはほとんどの研究が行っていないように思われる。加えて、心房P E S P 効果を引き起こすために、心室性の心臓除動機を「増強する」試みにおける心室性の対にされるか連動するベージングの使用は不完全なものである。

発明の目的

従って本発明の目的は、不健康な心臓機能を有する患者の心臓機能を最適化及び/又は増強する能力がある自動的心臓制御装置を提供することである。

本発明の他の目的は、定期的な心臓検査を必要とせず、心臓への手術または他の外科手術の発作で重く損なわれた心臓の機能についての急性状態としてのP E S P とその電気的増大効果を併し、制御の適用の簡便性及び心臓血管系の1つ以上の生理学的パラメータを指標として制御されるようにすることである。

本発明のさらなる他の目的は、心室-心室ベージングでP E S P 制御を実行することであり、対にされた及び/又はトリガされた状態は、1つ以上の生理学的なセンサーによって感知されるように心拍出量を維持するために必要なときにだけ供給される。

図3は、心房及び心室刺激と、図2の二重心室ベージングシステムのインターバルと関連する感知された事象のタイミング図である。

図4は、本発明のP E S P 制御システムが実行される電気的除動機-細胞除去ペースメーカーシステムの簡略化したブロック図である。

図5は、心臓のストレスと図1ないし4の実施例においてP E S P 制御の適用を制御する実行フィードバック制御信号を供給するためのセンサ処理回路の簡略図である。

図6は、図1ないし4の実施例において実行されるトリガされたP E S P 制御によるアルゴリズムのフローチャートである。

図7は、実施例のいずれかにおいて図8アルゴリズムを模倣する装置下で感知される心臓のストレスと実行増進信号に基づくP E S P 制御を供給するためのアルゴリズムのフローチャートである。

そして、図8AとBは心臓のストレス(CS)に応じた通常のベージング制御用P E S P を示す図である。

詳細な実施例の説明

以下本発明を、単一かつ二重心室ベージングシステムの好ましい態様により説明する。電気的除動機-細胞除去ペースメーカーシステムだけでなく心臓の静脈、動脈または心室パルス圧力あるいは上述した引用先行技術に開示された心臓血管系の状態を示す他の生理学的指標における健康状態とレベルを測定するセンサを含む、本発明の好ましい実施例が、以下に説明された特定の標準信号処理回路と関係付けた先行ハードウェア装置及び/又はソフトウェア制御システムにおいて実行されることは理解される。

本発明の好ましい実施例に基づきシステムを低下設定しようとする患者が、アトリウム-心室脱離状態のような除動機の患者の心臓に付する様々な他の健康状態を引き起こす。心臓の健康状態が心臓ストレスと共に関連する他の生理学的パラメータの測定は、心臓の過剰運動を誘発するP E S P 制御を制御するために使用される第1の生理学的な変数を供給する。心拍出量と共に可変するパラメータの第2のセンサによる第2の測定が、P E S P 制御をも制御するシス

これらの本発明の目的は、対にされた及び/又はトリガされた状態を、心臓健康状態、混合静脈酸素飽和、全身もしくは肺動脈血圧、及び/又は心臓ストレスを反映する心室、心房もしくは動脈血圧、及び/又は心臓に関するセンサ感知装置と対応して供給する方法と装置を實現化することである。さらに本発明の方法と装置は、引き起こされた脱拍と不整脈の治癒のために予備療法を供給するシステムで実行される。

本発明の一方の側面では、心室の充満度を増大させるために期外収縮後の効果を与える心臓ペースメーカーを作動させる方法は、心房へのプラマドに応じたベージング制御を提供し、すでに前のベージングシステムまたは感知した心臓健康状態に対してにそれと対応するトリガされたベージング制御を供給し、それと心室の不応期の範囲内で十分な心室の期外収縮後の増進作用をもたらす、心室充満度の心室のいっそう強力な収縮によって増やすようにするものである。

本発明の他の好ましい実施例では、ストレス及び/又は状態をバランスさせるが制御するために一連の事象においてベージングされた感知された事象の過剰と対して、対にそれとトリガされた状態の仕を制御するために、項目的なストレスとP E S P によって影響を受けた心拍出量特性のどちらかを上述したセンサーによって選択的にモニタリングする。また、先行する事象が測定された対にそれとトリガされた状態の間隔が、ストレス及び/又は状態を制御するがバランスさせるために、P E S P 効果を増加または減少させる。

本発明の好ましい実施例の全ては、両方ペースメーカーまたは不整脈制御装置に用いることができる。

図面の簡単な説明

本発明の上記した目的及びさらに他の目的と特徴と利益は、好ましい実施例の以下の詳細な説明及び図面によって明らかにされるであろう。

図1は、センサ出力信号を対にされた、そして増強する心臓への刺激を供給するための簡易かつ単一の心室ベージングシステムの簡略化したブロック図である。

図2は、本発明のP E S P 制御を実行される二重心室ベージングシステムの簡略化したブロック図である。

システムをモニタリングするために採用される。

加えて、そのような患者は、P E S P 制御によって引き起こされた増大された除動機要求の結果として快心症を経験し得る。本発明によれば、好ましい実施例は、P E S P 制御を制御するための低下設定装置と連動するために患者が使用できる治療終了制御装置を含む。

本発明の他の目的は、好ましい実施例の説明とともに示した。

図1には、そのような患者による中継手段を有するものに、健康状態とセンサを感知してP E S P 制御の適用間隔を制御する心臓のストレス信号(CS)フィードバック制御信号を作りだすための簡略化された単一チャネルシステムが示される。

図1は、生理学的な制御された単一の心室ベージングシステムの代表的先行公知技術、例えばB o r n e i n s に対するM e d e r o n i c 社特有の健康特性第4、4.67、8.07年に示されるものと共通のセンサを採用し、かつ類似した健康で実行される。図1のシステムは、ペースメーカー3は、一対のベージング/センシング電極1、4、6に連動するようにした4、4.67、8.07で制御して指示されたタイプの従来のベージング/センシングプロトコルを含む。加えて、本発明の方法及び装置の特定の適用において、患者が心臓病を患っているようにした患者が健康で20歳未満の子供に3に連動するか、含まれる。健康にされたシステムでは、患者が健康で、ペースメーカー3の4のウェッジ内に設けられたスイッチを操作し、患者が、心臓の詰まりを感じた場合に、対にそれと連動する制御の追加を中断するために患者によって低下設定装置に追加した機構によって制御される。対にされて、そしてトリガされた場合に、心拍出量のP E S P 増大を引き起こすか、心臓の動脈圧によって感知される心臓の健康状態使用増加によってその間の快心症を引き起こす。

図1のブロック図の特定のベージング機能は、A A T-R ベージングシステムと特徴づけられ、文字に示した。また二重の生理学的変数に従って心臓がベージングされ、心臓健康が感知され、そして制御がトリガされる。しかしながら、システムが、生理学的な変数に依存している特定のベージングレートと共に実行される一方で、本発明においては、生理学的な信号を、その2つの

実質的下限レートベージング補充応答閾値から独立している対にされるかトリガされた刺激が対にされて、そしてトリガされたベージングシステム（PPIとTPI）の発生間隔を調節するために応答する。つまりMベージングシステムにおいて、ベージングパルス供給が、A-補充応答閾値のタイムアウトからA-補充応答閾値内でのP波の感知によってトリガされる。本発明において、A-補充応答閾値のタイムアウトが、PESPの発生を促すに十分なパルス間隔インターバル（PTPI）を有する一対の密接に一定間隔を置いて配置されたベージングパルスの供給をトリガする。同時に、不応答及びプラクティンターバル（「感知された事象」）系のP波の感知が、不応答刺激のPESPの発生を促すために、トリガされたパルスインターバル（PTPI）内の進行する心室の対にされるトリガされた刺激パルスによって導かれる。これらの機能は、従来の単一の心室ベージング低周波数刺激器、セリブアップ及びP波発生器によって果たされる。そしてこれらは全て、電極14、16に接続するブロック36に含まれる。ブロック22からのPESP制御信号を受信する。

CSIセンサー12は、好ましくは4、457、807 kHzのP-Moore氏等へのMedtronic社の米国特許第4、870、495号に開示されるセンサー信号処理回路の形態を有する感測器と特別回路ブロック18に接続する感測器である。それを通じて、心室の感知のために、感知感度増強とパーセンテージが感測器ブロック18で引き出される。PESP刺激のための最適化アルゴリズムでブロック22で心室のストレインディング（CSI）として処理され、図5-Bで説明された処理でブロック24によってPESP刺激回路を調節する。

好ましくは心室がフローセンサー40の実施例及び本発明の他の実施例で含まれる。そのようなシステムで、圧力センサーまたはフローセンサーは、心室血流出量に感応するパラメータを感知するために、適当な血管に心室内に位置する。上記パラメータは、一方もしくは両方の心室でベージングされるか感知された事象に対する対にされるか供給する刺激の適用速度及び比率のために、なおかつその心室感度インダックス（CPI）制御信号を作動するために処理される。

CPI信号処理ブロック37は、図1で示されたシステムで供給され、心臓も

しくは全身の血管が、全身もしくは肺動脈で血圧、血漿もしくは酸素飽和の変化によって反映されるように血漿を加えられた血液の全身の出力をモニタする。CPIセンサー32は、血漿か血液か酸素飽和センサーであり、右か、左の心臓または心室、全身もしくは肺動脈の動脈。または公知のタイプのいずれかの血管に置かれる。このセンサーは、圧電、圧抵抗、ドップラー超音波及びインピーダンス・プレックスグラフ成分によって駆動するSchroeppe氏への米国特許第4、770、177号、Slattery氏への米国第4、791、931号、Cohen氏への米国第4、899、751号、Konig氏等への米国第4、730、619号、Baudino氏への米国第4、541、433号、Anderson氏への米国第4、407、296号、Anderson氏等への米国第4、485、813号、Borner氏への米国第4、467、807号、Moore氏への米国第4、750、495号、Baudino氏等への米国第4、730、389号、Baudino氏等への米国第4、807、629号、Baudino氏等への米国第4、831、421号、そしてMoore氏等への米国第4、903、701号において記述されたものを含む。

動脈、静脈、右か左の心臓か心室圧力信号の処理は、変換率（dP/dt）、長期平均及び増幅、ピーク検出検定による検定閾値を有し、記憶保持あるいはともに同時保持するBennett氏等の米国特許出願第07/576、476号（出版日1990年8月14日）に開示される上記応答されたアルゴリズムを使用して処理される。いかなるかブロック37の処理が、非同期ベージングレートを確立する電気シグナルインターバルを設定するための機能最適化ベージングレート制御信号を作動する。

また図23で実行可能で、作動モードの一部であると考えられる図1の好ましいベージングシステムでは、PESP刺激のための最適化心室感度インダックス制御信号が、CSIセンサー12、CPIセンサー32によって生成される信号処理ブロック18及び信号処理ブロック30によって生成される。

本発明においては、CSI信号及び、またはCPI信号はブロック36により、感知されたストレス/実行レベルに比例した対にされるかトリガされたパルスの供給を停止するために用いられる。従って、一連のベージング及びセンシ

グ中の対にされるかトリガされたパルスごとでなく、あるCSI/CPIレベルにおいて刺激を供給することが計画される。CSIが感知されるにつれて、対にされるかトリガされたパルスの必要部分が抑制され、決定的な過剰または過剰抑制不感度を引き起こす感度増強を伴うような感度増強を抑制することなく、患者はPESP刺激増大心拍出量の効果を受取る。

PESP（即ち可逆的増大）の程度が対にされるか供給するパルスインターバルに依存していることも観察される。即ち、PPIかPTPI（以下「PPI/PTPI」という。）は短縮されるか、ピークインターバルを短縮して伸びるにつれて、収縮力応答は減少する。従ってPPI/PTPIをそれぞれ感知し、心室によるPESPの発生及び付随する感度増強を増加または減少させる場合は、CSI/CPIレベルの機能として可変するものではないことが考えられる。この実施例において、対にされないか供給する刺激の対にされるかトリガされた刺激を抑制することは必要ではない。PPI及び/またはPTPIまたは全体のベージングされたか感知された事象に対する対にされるかトリガされたパルスの割合を可変することという二つの技術を必ず意図的に採用する可能性も考えられる。

図2は、本発明の方法と装置を実行するルーチン-患者二重心室ベージングシステムが示されている。図2のシステムは、Bennett氏等の名義で1990年8月14日に出版されたMedtronic社の米国特許出願第07/567、476号に示すシステムの修正したものである。図2のシステムは、マイクコンピュータ回路114、入力回路112、データ通信バス130、心臓と心室P波とR波の受検と適切な常規ソフトウェア、システム効率を測定する及びベージングレートを制御するために心室ストレスと圧力か血液センサを規定する上述の感度センサーから引き出す信号、そして外部のプログラム-送信器（図示せず）からのプログラム送信信号を受信し、適切な感度制御コマンドに応じてプログラム-送信器にデータを送送するアンテナ134と受信電極136によって実行される。

図2の実施例では、ペースメーカー回路100は概略的に示され、電気的に患者の心臓104へベージングリード102と107を経て接続する。リード10

2は、遠位端に双極電極103、105を含み、患者の心臓104の右心室（RV）内に置かれる。リード106は、右心臓に置かれた双極電極109、111を含む。リード102と106は、公知の単極性か双極電極を支持することができ、電極103、105と109、111は、リード102、106内部に導電性及び出力コンデンサー108、107介して入力回路112の出力端子に接続する。

入力出力回路112は、マイクコンピュータ回路114内でソフトウェアで実行されるアルゴリズムの制御の下でデータバス130からの制御及びデータ信号を加えるために対してそのレートを制御する心臓及び/または心室刺激パルスを印加するだけでなく、デジタル制御するための作動モードトリガ回路と、PとR波のようないくつかの電気信号の検出に必要なタイミング回路132を含む。

マイクコンピュータ回路114は、アンテナ回路116と非接触回路118を含む。オンボード回路116は、マイクロプロセッサ120とシステムクロック122とオンボードRAM124とROM126を含む。非接触回路118は、非接触RAM/ROMユニット128を含む。マイクロコンピュータ回路114は、図中符号132で示されたデジタルコントロールローグライム回路にデータ通信バス130によって接続する。マイクコンピュータ回路114は、従来のRAM/ROMコンポーネントによって容量を増加させたシステムC回路で構成される。図2に示された電気的コンポーネントは、高効率低消費電力可能なバッテリー（図示せず）によって電源を供給されることが理解される。

アンテナ134は、アプリケーション及びダウンロード通信のために、RF送受信回路（RF TX/RX）を介して入力出力回路112に接続される。アナログとデジタルデータ通信検定は、アンテナ134と外部プログラム（図示せず）等の外部の装置の間で好ましい態様で行われる。全てのデータは、本発明の患者人に譲渡された同様の低周波率特許出願第07/468、407号（出版日1990年1月22日）で説明されるようにまたデジタルコード化され、そしてパルス位置を定められたRF帯域で変調する。

心臓刺激回路136（一般的には32、768 Hz心室刺激回路）は、デ

不応期は、いかなる付加感知事象も生じない感知事象が判断バスに続く期間である。この期間のタイマーは、感知事象〔S1〕、トリガされたバス(TP1)、エスケープバス(E P1) 或いは対にされたバス(P P1) によってスタートする。R P1は、0. 00、500、10. 0、100 (ms) のようにプログラムできる。

B P1 : ブランキング期間 (チャネル1)

ブランキング期間は、感知事象が生じることができない時間(センスアップが作動しなくなる)であり、チャネル2の上のトリガされたバスTP2が、チャネル2の上のエスケープバスE P2が、チャネル2の対にされたバスP P2の供給の時点でスタートする。チャネル2が制御のために使用されていないならば、B P1は無関係である。B P1期間は、0. 00、20. 0、0. 10、10. 0 (ms) のようにプログラムできる。

I B11 : 内因性の供給インターバル (チャネル1)

このインターバルは、内因性事象の間の時間であり、装置によって計ることができない。

E B11 : 補充収縮インターバル (チャネル1)

補充収縮インターバルは、チャネル1事象の間の基本的かつ最大許容インターバルである。補充収縮インターバルタイマは、感知された事象S1の検知によって、またはエスケープバスE P1の供給によってリセットされる。補充収縮インターバルは、60、000/基本エスケープレートとして計算される。基本エスケープレートは、30、250、5、70 (bpm) としてプログラムできる。

チャネル2の検知

S2 : 感知事象 (チャネル2)

感知事象がこのチャネルで生じるとき、E B12タイマーリセット、T P12タイマーリセット、R P2タイマーリセットが生じる。このチャネルの感度は0. 01、5、0、0. 01、0、25 (v) のようにプログラムできる。

T P2 : トリガされたバス (チャネル2)

トリガされたバスは、感知事象に続いて、供給されるバスである。トリガされたバスは、T P12インターバルによって感知事象に続く。C H2フラグ

供給の時点で始まり、P P1インターバルが終了する前に、感知事象の検知或いはP P2供給の実施時間によってリセットされる。そして対にされたバスが供給される。

R P2 : 不応期 (チャネル2)

不応期は、いかなる付加感知事象も生じない感知事象が判断バスに続く期間である。この期間のタイマーは以下によってスタートする。感知された事象S2、トリガされたバスTP2、エスケープバスE P2、或いは対にされたバスP P2。R P2は、0. 00、500、10. 0、100 (ms) としてプログラムできる。

B P2 : ブランキング期間 (チャネル2)

ブランキング期間は、感知事象が生じることができない時間(センスアップが作動しなくなる)であり、チャネル2上のトリガされたバスTP1、チャネル1上のエスケープバスE P1、チャネル1上の対にされたバスP P1の供給の時点で始まり。B P2は無関係であり、チャネル1が制御のために使用されていないことである。B P2インターバルは、0. 00、20. 0、0. 10、10. 0 (ms) としてプログラムできる。

I B12 : 内因性の供給インターバル (チャネル2)

この期間は、内因性事象の間の時間である。それは装置によって計ることができない。

E B12 : エスケープ供給インターバル (チャネル2)

補充収縮インターバルは、チャネル1事象の間の基本的最大許容インターバルである。補充収縮インターバルタイマは、感知された事象〔S1〕の検知によって、またはエスケープバス(E P1) の供給によってリセットされる。補充収縮インターバルは、60、000/基本エスケープレートとして計算される。基本エスケープレートは、30、250、5、70 (bpm) としてプログラムできる。

好ましい実施例とともに説明されるように、システム1の適用は、心室を隔たすに十分に強く収縮するために心室の不能を克服する心臓のP E S P機能による、心臓回路の電気的増大であり、動脈系への血液による肺動脈のために動脈

がY E Sである場合だけ、トリガされたバスが供給される。T P2バスが供給されるとき、R P2タイマーリセット、B P1タイマーリセットが生じる。T P2特性は、P W: 0. 01、5. 00、0. 01、0. 50 (ms) P A: 0. 10、10. 0、0. 10、1. 00 (v) としてプログラムできる。

T P12 : トリガされたバスインターバル (チャネル2)

トリガされたバスインターバルは、感知事象からトリガされたバスの供給までの時間(T P2) である。トリガされたバスインターバルは、感知事象〔S2〕の検知の時点で始まり、T P12インターバルが終了する前に、別の感知された事象の検知によってリセットされる。そしてトリガされたバスが供給される。

E P2 : エスケープバス (チャネル2)

エスケープバスは、補充収縮期間E B11の終了に続いて、供給するバスである。E P1バスが供給されると、B P1タイマーリセット、そしてE B12タイマーリセット、T P12タイマーリセット、R P2タイマーリセットが生じる。E P2特性はプログラムできる。T P12タイマーリセット、R P2タイマーリセット、B P1タイマーリセット、E P2特性は、P W: 0. 01、5. 00、0. 01、0. 50 (ms) P A: 0. 10、10. 0、0. 10、1. 00 (v) としてプログラムできる。

P P2 : 対にされたバス (チャネル2)

対にされたバスは、エスケープバスに続いて、供給されるバスである。対にされたバスは、T P12インターバルによってエスケープバスに続く。C H2フラグがY E Sである場合だけ、対にされたバスが供給される。P P2バスが供給されると、R P2タイマーリセット、B P1タイマーリセットが生じる。P P2特性は、P W: 0. 01、5. 00、0. 01、0. 50 (ms) P A: 0. 10、10. 0、0. 10、1. 00 (v) としてプログラムできる。

P P12 : 対にされたバスインターバル (チャネル2)

対にされたバスインターバルは、エスケープバスE P2の供給から対にされたバスP P2の供給までの時間である。対にされたバス期間は、E P2の

心不全のある患者が、心室の不十分な充満のために心拍出量低下症をしばしばこつ。この状態を改善するために、対にされて、そしてトリガされた動脈バスP P1 (T P1) を連結インターバルT P11、P P1と右の心室に追加することが提案される。これは心室性のP E S Pをトリガするためには十分長いが、心室のP E S Pをトリガするには非常に短くて必要に達しない。この態様では、最も狭いゲランドは心室のP E S Pと同じように脈管には増大されず、心室の心筋充満が促進される。冠状静脈洞に位置するC S1センサが、心房性P E S Pによる血流消費の程度を反映し、対にされて、そして連結する心房性P E S P間の全体のP-P期間への連結インターバル比を監視するために採用される。

別の適用として、動脈動脈バスP P1、T P1を伸くまたは伸くせずに患者の右心室に、対にされて、そしてトリガされた動脈バスP P2、T P2を追加することも提案される。そのような動脈の適用の電気生理学的事実が、閉鎖式心房とP E S P効果が出発点からの有意な増加を供給することを示す。心拍出量は効果的に心臓と他の循環系ストレスを減らすために、センサ出力信号とインターバルによって監視することができる。

これらの適用及びすでに述べた適用で、インターバルP P11、P P12、T P11、T P12が不適宜で、そしてP E S P効果の発現のために効果がないという可能性が存在する。従って、ペーシングバスP P11、P P2を一定の間隔をとって配列し、少くともバスの1つが効果的になることを保証するために、対にされて、そしてトリガされたインターバスの終端を隔たすために追加される「N」のバーストを発生させることも提案される。さらに、使用されたアルゴリズムが、本面特許第4、280、502号で説明された態様で、有効な心臓と血流不応期を決定する自己チェック特徴を包含せしめられたいことが計画される。さらに、酸素摂取及びまたはP E S P性情を示す心拍出量、圧力と速度から心臓の効率的な使用のために有効な連結インターバルを明示するために、一連の対にされて、そしてトリガされたインターバスのテストモードでサンプリングされる。

300の後でスタートする。ブロック308で、E B1補充取除期間の終了までにチャネル1で事象が感知されたかどうかを検知し、そしてE B1補充取除期間の終了が生じる前に、信号のS1が感知されれば、カウンターの内容が、ブロック308で呼ばれる。そしてブロック308のカウンタがゼロ以外ならば、ブロック302におけるE B1補充取除期間終了まで戻る。

そして信号のS1がインテリブルE B1終了前に検知されないならば、ベースパルスE B1がブロック310で供給される。同時に、カウンタが再びブロック310で呼ばれ、ゼロでなければプログラムはブロック304に戻ってループを形成する。

どちらの場合でもカウンタゼロ中のカウンタがゼロに等しいならば、ブロック314、316で示したような、列にあるか連結するアルファP P1、T P1のいずれかが供給される。

列にあるか連結するパルスの供給の後の適当な時間で、図5のセンサブロック174が、感測センサ値をサンプリングして、そして実装するために、B o r e n i n 1 m 氏への実地データ4、4 6 7、8 0 7及びM o o r e 氏への実地データ4、5 7 0、4 9 5号において提供された様で、ブロック318で使用可能にする。アナログセンサ値が、デジタル値に変換された後、ブロック322でカウンタに設定される値を決定するために、図6で示された関連に基づいて、ブロック320で参照チャート中のカウンタ値の表と定量的心拍数と比較される。ブロック322でカウンタが設定されたら、E B1終了をスタートするためにブロック302へ戻る。

それ以後、補充取除期間が終了すると、再びゼロに達するまでカウンタが積算され、列にあるか連結するバージョンパルスが供給される。それが上記のシステムのいずれかでも到達可能であるならば、図6で示されたアルゴリズムが、心室チャネルがチャネル2のために繰り返される。

図7は、心臓の刺激器がセンサ制御P E S P機能を実行するための装置の他のフローチャートを示す。

センサ制御されたP E S P機能の意図的実施が、長期平均値を教わっている制御装置の各々から使用可能な、心臓の動作指数(C P I)及び心臓のストレス

示数(C S I)のベースライングラフが存在することを必要とする。ベースライン値は、装置の最新かつ短期のサンプルがチェックできるレフレッシュ値の位置を基とする。ベースライン制度は、P E S Pが供給せられない限りあるいはベースライングラフが終了するとき間断的に定期的に入力(ブロック402)。連続の作用のためにこのタイムはごく短時間には、あるいはほぼゼロに設定する。

刺激器内のP E S Pオプションが最初にターンオンするとき、アルゴリズムのための全ての必要とされたパラメータが、ブロック400で初期化される。

ブロック404は、C P IとC S Iのためのベースラインが長期平均値が確められて、そして計算した実際のグラフである。長期の平均値は、連続のサンプル平均値、連続n時間平均値、個別のn個サンプル平均あるいは個別のn時間平均値である。

ブロック406でC P Iパラメータのための最新の値が測定される。この最新値は、C P I実量の単一サンプルが短期平均値でよい。短期の平均値は、連続n個サンプル平均値、連続n時間平均値、個別のn個サンプル平均あるいは個別のn時間平均値である。

ブロック408で、最新のC P I値とベースラインC P I値が比較される。差がプリセットレベルより大きいならば、P E S P機能を供給させるように調整される。そうでないならば、機能はオフでブロック402に戻る。機能は電圧とベースラインC P I値の間の手動セットされた絶対差が、電圧とベースラインC P I値の間の手動セットされたパーセント範囲である。

ブロック410で、P E S P機能は起動せられ、そして、連結する列にある列はトリガされたパルスインターバル(T P I)として列対したパルスインターバル(P P I)のために初期化される。初期のT P IとP P Iは1:1である。すなわちその関係はP E S Pを有する。基本的パーセンテージは、初期補充取除インターバル(E B1)である。

ブロック412は、C P I変量に通ずるP E S P機能を最適化するためにチェックを実行する。C P I最適化は、同時にC P I変数に等しいで行なわれる。最適化はまず最小の心臓レートを求めることから行なわれる。それで

患者の内因性の類似インターバル(E B1)がE B1より大きいならば、最も患者が、E B1で規則正しくバージョンされているならば、E B1はいつでも低い心拍数を達成するためにインクリメントされる。最大E B1に達するが、E B1がE B1より少なくなるか(内因性レートの過剰が生じる)。C P Iのための類似が検出された値が決定されるまでこれは続く。E B1の最適化は、T P I/P P Iの繰り返される以下の変化が、T P I/P P I比の最適化である(以下参照)。T P I/P P IからT P I/P P I比に拡大が生じても、E B1最適化タイマーが終了したと、E B1の最適化が開始に生じる。

次に余分の刺激インターバルの最適化が行なわれる。T P I/P P I連結インターバルにおける余分の刺激と共に、C P I変量の最適で、そして最新の値が、C P Iが改善されることを保証するためにチェックされる。パルス類似インターバル(T P I/P P I)で予め選ばれたインクリメントが、予め選ばれたインターバル(一般的には数秒)で規則的に発生せられる。そして、C P I変量は、再びC P I改善を促進するためにチェックされる。連結インターバルであるいはもう一つのインクリメントがC P I変量中の類似が、検出された改善を提供するまでこの過程は続けられる。

T P I/P P I連結インターバルが、C S I最適化ブロックによって調整されたら(以下参照)、そしてT P I/P P I連結インターバルは、最新のC P I値を教えるT P I/P P Iに等しいするために、1つのインクリメントによって短くされる。これが最適化作用を教わることには必要があり、T P I/P P Iが、オプティマイズC P Iに設定され、そしてC S Iを最適化するために適応し、それでC P I最適化状態により、両方の機能がそれによって満足する「動作」に達するまで逆方向に調整される。

図8に述べたように、C P I変量は、全身の動脈圧、動脈圧、混合静脈酸素飽和、全身もしくは動脈の血圧、そして左右の心室圧力もしくはP o s t m a xのような、心臓の指標とある測定された能率力学的変量である。上述のように、C P I変量の最新値は、C P I変量の単一のサンプルが短期の平均値である。平均値は、連続するn個のサンプルの平均が、連続するn時間平均値が、個別のn個のサンプル平均あるいは個別のn時間平均値である。

ブロック414では、心臓のストレスインデックス(C S I)によって示されるように、C P I最適化に類似に連続のストレスを掛けたいようにすることを保証する論理を実行する。C S I変数は、同時にC P I変数に等しいで行なわれる。P E S P機能が機能化され、C P I最適化がチェックなしで動作するように不活性化をされている。建設的にC S I変数が連続的に動作する。C S I変数中の不活性化が、心臓の患者を底層状態という心臓に達して非常に危険な状態に導く一方で、これは正常で十分な冠状動脈の血液流量を持つことが知られ、P E S Pが使用されている患者は生じない一方で、T P I/P P I連結インターバルが一定である(即ちC P I最適化機能が変化した)ならば、C S I変数が、異なる時間的尺度で動作するかもしれない。或いは頻度でT P I/P P I連結インターバルが可変であるならば、連続的にいうそう異なる時間的尺度で動作するかもしれない。C S Iチェックは、実量が予め選ばれた許容範囲内にどこでも一定と定評するC S I変量の変化と比較する。この範囲は、ベースラインのC S I変量中の絶対の増大として予め選ばれ、或いは、それベースラインと比較したC S I変量中の予め選ばれた割合変化として維持する。同時にC P I変量に対して、C S I変量の最新値は、C S I変量の単一のサンプルが短期平均値である。この平均値は、連続するn個サンプル平均値と連続するn時間平均値と個別のnサンプル平均値と個別のn時間平均値である。

ブロック416でC P I変量によって前定されるように、T P I/P P Iが改善されたC P I最適化を提供することを必要としたら、またブロックでC S I変数によって前定されるように、心臓に受け入れられないストレスが生じるならば、T P I/P P Iの調整が実施される。すべてのn番目の心拍数が、余分刺激の数を効果的に減少させるために、余分刺激を使用できなくなる。これは心臓によって必要とされる負荷を減少させ、そしてC S I変量の改善を生じさせる。T P I/P P I比は、増大された(即ち電気的に増加させた)類似の周波数が許容範囲内にC S I変量を到達させるまで、予め選ばれたインターバルで調整される(図8A、図8B参照)。C S I変量で、C S I変量を増加させた認められない範囲で存在するとき、或いはこのテストの最適化を制御するT P I/P P I比

イマーが終了するときはいつでも、CS I上の余分な刺激の周波数の効果のテストが行われる。

CS I最適化回路に対する他の応答は、T P I / P P I 連続インターバルを調整することである。理想的インターバルより長い連続インターバルが神経作用効果の大きさを減少させ、心臓での作業負荷を減少させる。許容範囲内レベルに逆向きにリストアップするために、CS I変量は望めたい範囲で存在するとき、T P I / P P I 連続インターバルでインクリメントがなされる。この応答は、ブロック406において上述のP E S P最適化適応と共に相互に作用する。そのためT P I / P P I 連続間隔が、CS I変数の許容範囲内であるレベルで最も低いC P I最適化を要するアルゴリズムによって求められる。

ブロック416では、P E S P機能が起動させられる一方で、連続的に機能性のルーチンチェック機能が提供される。このチェックは、いくつかのオプションの状態を提供する。その状態では、P E S P機能は非活動状態であるが、オフとなる。上述のように、過剰なストレス（用材制御庫）が患者によって検出されているならば、この機能は手動で非活動状態にできる。この非活性化は、患者が、非活性化機能をリセットすることができる健康管理専門家によって再び検査されるまで永久的ままであるが、あるいはその後にP E S P機能が再び起動させることが許されるリセットされたタイマーの終了まで「一時的」であり、C P Iチェック機能（ブロック408）が呼び出される。頻脈の存在のように非活動性特徴は、他の状態でも適用される。同様に、患者の内臓性の経路インターバルが、予め選ばれた最小の値より少なくなるならば、P E S P機能は、非活動状態となる。患者の心拍数（内臓性の経路インターバル）が許容範囲内に戻るならば、非活性化のこの形態がリセットされる可能性がある。T P I / P P I 連続インターバルの許される調整の最大限の範囲が試みられ、そして、C P I変量の中のものの変更も明白にならなかつたならば、非活性化機能もトリグされ、再びP E S P機能の再初期化を許可するために、タイマーを終了させることができる。許容範囲内でCS I変量を保持するT P I / P P Iのいかなる設定も見付けられる可能性がないならば、非活性化機能もトリグされ、タイマーを終了させることができる。ブロック418は、ブロック416で示されるP E S Pをオフさせ

る。図8A、Bは、CS I変量が許容範囲内に存在することを保証するために心臓の保護を与えるための、T P I / P P I調整のためのモードの起動を示す。図8Aは、閾値チェック作用と共に起動を示す。この場合でP E S Pが起動させられるとき、CS I変量は閾値を上回る。CS Iが閾値を下回るまで、T P I / P P I比は予め選ばれたステップで減少させられる。T P I / P P I比は、このレベルにとどまる。その後でCS I変量は上向きになり、再び閾値を上回る。T P I / P P I比は、再び許容範囲内にCS Iを保持するために減少させられる。

図8Bは、作用の連続モードの起動を示す。この場合、先行で存在したように、T P I / P P I比はP E S Pの活性化の始まりで減少させられる。しかしながら、T P I / P P I比タイマー終了後にT P I / P P I比は、再び最大値が使用されていることを保証するために増大させられる。この比が認められない範囲（閾値を上回る）にCS I変量が再び動くということとCS Iの連続チェックが示し、同比は再び減少させられる。タイマーが終了するときはいつでも、この過程は繰り返される。

なま、技術が進歩するにつれて、たとえ半導体分野における進歩のように小サイズ化、低コスト高電圧コンポーネントが知られるに連れて、本発明が、短期不整脈、頻拍型不整脈、慢性心不全及びそれらの種々の複合的な発現のための多目的心臓治療を果たすための普遍的な高度可能な装置に直接利用されるかもしれない。

それゆえ、本発明は上述の実施例の構造、機能的要素に限定されるものではない。

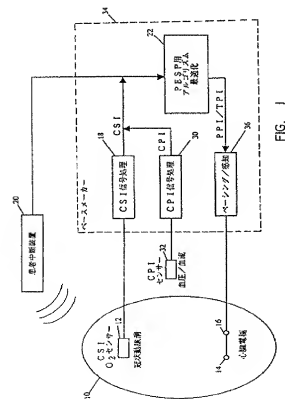


FIG. 1

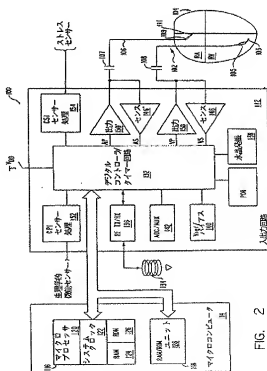


FIG. 2

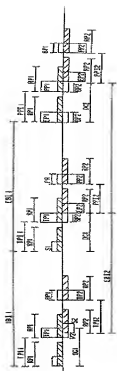


FIG. 3

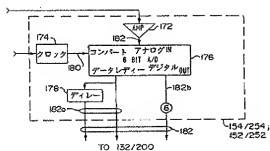


FIG. 5

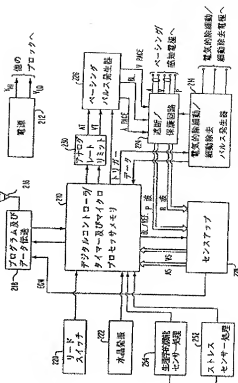


FIG. 4

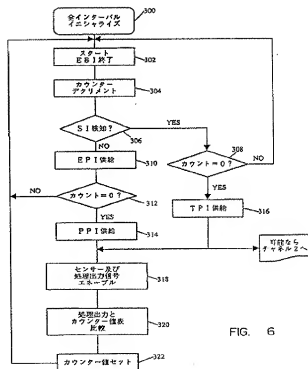


FIG. 6

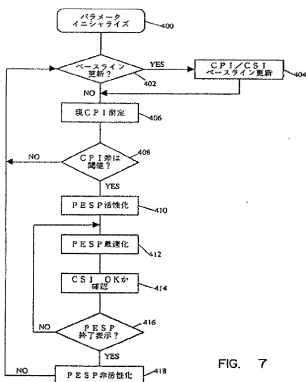


FIG. 7

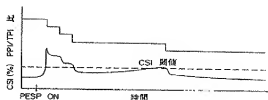


FIG. 8A

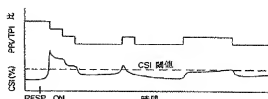


FIG. 8B

補正書の写し（翻訳文）提出書（特許法第144条の1第1項）

平成5年3月26日

特許庁長官 兩 生 俊 殿

1. 国際出願番号
PCT/US92/04917

2. 発明の名称
座席席のセンサーフィールドバックによる期外収縮後増強作用装置

3. 特許出願人
住所 アメリカ合衆国 ミネソタ州 55432
ミネアポリス ノース イースト セントラル
アベニュー 7000
名称 メドトロニック インコーポレーテッド
住所 通って提供する 対正・国際出願書
国籍 アメリカ合衆国

4. 代理人
住所 東京都千代田区永田町2丁目14番2号
山王グランドビルディング403区
53580-2036
氏名 159881 弁護士 小 林 十 四
住所 同 所
氏名 91321 弁護士 岡 村 昌

5. 補正書の提出年月日
平成4年12月2日

6. 送付書類の目録
(1) 補正書の写し（翻訳文）



1通

請求の範囲

1. 補充収縮閉鎖の終了でベレーシング事象信号を発生させるための補充収縮閉鎖タイマー手段を有する心臓ペースメーカーにおいて、心臓刺激を感知する感知事象信号を有する自己調律心臓刺激感知手段、ベレーシングか感知事象信号よりセット信号に応じて上記補充収縮閉鎖タイマー手段をリセットする手段、ベレーシングパルス発生させるペース事象信号に反応するパルス発生手段、及び心臓にベレーシングパルスを印加する手段を含み、さらに、過度の心臓のストレスなしで期外収縮後の増強作用効果を選択的に供給する手段を含む。

対にされたベレーシングパルスを与える上記パルス発生手段へベレーシング事象信号の発生後に対にされたパルスインターバルを引き起こさせ、期外収縮後の増強作用効果を引き起こす手段。

上記期外収縮後の増強作用効果から生じる生理学的な応答を検出する手段、上記対にされたベレーシングパルスのパラメータを可変させる上記選択的供給手段を調整する上記検出手段に依存する手段を含む心臓ペースメーカー。

2. 上記調整手段が、全体のベレーシングパルスの予め定められた数にわたって上記パルス発生器によって与えられるベレーシングパルスの合計に對して、選択的に對にされたベレーシングパルスの比を可変する手段を含む請求項1のペースメーカー。

3. 上記調整手段が、期外収縮後の効果を減少あるいは増大させ、上記対にされたインターバルを選択的に可変させる手段を含む請求項1のペースメーカー。

4. 上記検出手段が、上記期外収縮後の増強作用効果から生じる心臓のストレスのレベルを検出する手段を含む請求項1のペースメーカー。

5. 上記心臓ストレス検出手段が、冠状動脈血流量調節帯域レベルを検出する手

段と、心臓酸素欠乏症を示す検出レベルが閾値を下回るとき心臓ストレス指標信号を与える手段を含む請求項4のペースメーカー。

6. 上記検出手段が、上記期外収縮後の増強作用効果から生じる心臓機能のレベルを検出する手段を含む請求項1のペースメーカー。

7. 心臓の心室充填圧を増大させる期外収縮後の増強作用効果を与えるための以下の要件からなる心臓ペースメーカーの制御方法。

- 心臓機能を感知し、
- 心臓の心室へのデマンドでベーンシングバルスを与える手段、そして、
- 直前のベーンシングバルスから心臓機能の感知からそれぞれ時間差を計った心室の不応期の範囲内であっても心室の期外収縮後の増強作用をもたすに十分な対に与えられるトリガされたベーンシングバルスを与え、心室充填圧を心臓のいっそう力強い収縮によって増加させ、
- ベーンシングバルスと感知された心室機能の予め定められた検知に関連してトリガーされかつ対に与えられるベーンシングバルスの適用性を確立し、
- 期外収縮後の増強作用によって引き起こされる心臓のストレスのレベルを検出し、そして
- 過度の心臓のストレスを避けるために上記比を調整する。

8. 上記検出ステップが心室からの血液放出についての心臓機能を測定し、上記調整ステップが心室ベーンシングの合計に対する期外収縮後の増強作用割合の比を調整し、そして心臓ストレスの許容範囲レベルを維持して心臓の機能を最大にする心室機能の感知するステップを含む請求項7の方法。

9. 心臓のストレスを測定するステップがさらに血液酸素飽和とセンサーを備え、該血液酸素飽和とセンサーを患者の心臓の冠状静脈洞内に位置させ、心臓酸素摂取と共に可変する血液酸素飽和とレベルを検出するステップを含む請求項7の方法。

スを与えることによって、最小限のベーンシングレートでベーンシング刺激バルスを発生させ、上記タイミング手段をリセットするとともに

- 感知事象信号に応じて補充収縮間隔をリセットし、
- 心臓の収縮のための心臓所付期及び又は血管及び又は血液のレベルを示す1つ以上の生理的パラメータを測定し、

予め定められた検出に対して上記測定されたパラメータを比較し、
上記測定された生理的パラメータが上記検出に対応したときは、期外収縮後増強作用を引き起こす上記補充収縮間隔よりいっそう短い遅延インターバルの後に、先行するベーンシングバルス及び又は感知事象に連結するなおいっそうのベーンシングバルスを発生させる。

14. ベーンシングバルスと感知された心室機能の予め定められた検知に関連して対に与えられた及び又はトリガされたベーンシングバルスの適用性を確立し、対に与えられた及び又はトリガされたベーンシングバルスによって引き起こされる心臓のストレスのレベルを検出し、そして過度の心臓のストレスを避けるために上記比を調整するステップを含む請求項13の方法。

15. 患者の心臓からの血液放出についての心臓機能を測定する手段、そしてベーンシングバルスの合計に対する対に与えられた及び又はトリガされたベーンシングバルスの比を調整して心臓ストレスの許容範囲レベルを維持し、心臓の機能を最大にする心室機能の感知するステップを含む請求項14の方法。

16. 心臓のストレスを検出するステップがさらに、血液酸素飽和とセンサー、該血液酸素飽和とセンサーを患者の心臓の冠状静脈洞内に位置させ、心臓酸素摂取と共に可変する血液酸素飽和とレベルを検出するステップを含む請求項14の方法。

17. 自然に生じている心臓及び又は心室感知事象がない時に予め定められたレート及び心室感知期間内で、患者の心臓と心室に心臓及び又は心室刺激バルスを与えるための以下の要件からなる心臓-心室心臓ペースメーカー。

10. 以下の要件からなる、心臓の心室充填圧を増加させるための期外収縮後増強作用効果を与えるための心臓ペースメーカー。

- 心臓機能を感知する手段、
- 心臓の心室へのデマンドでベーンシングバルスを与える手段、そして、
- 直前のベーンシングバルスから心室機能の感知からそれぞれ時間差を計った心室の不応期の範囲内であっても心室の期外収縮後の増強作用をもたすに十分な対に与えられるトリガされたベーンシングバルスを与え、心室充填圧を心臓のいっそう力強い収縮によって増加させる手段、
- ベーンシングバルスと感知された心室機能の予め定められた検知に関連して上記トリガーされかつ対に与えられる心室の適用性を確立する手段、
- 期外収縮後の増強作用によって引き起こされる心臓のストレスのレベルを検出手段、そして
- 過度の心臓のストレスを避けるために上記比を調整する手段を含む請求項15のペースメーカー。

11. 上記検出手段が心室からの血液放出についての心臓機能を測定する手段を含み、そして
上記調整手段が心室ベーンシングの合計に対する期外収縮後の増強作用割合の比を調整して心臓ストレスの許容範囲レベルを維持し、心臓の機能を最大にする心室機能の感知する手段を含む請求項10のペースメーカー。

12. 心臓のストレスを測定する手段がさらに、血液酸素飽和とセンサー、該血液酸素飽和とセンサーを患者の心臓の冠状静脈洞内に位置させ、心臓酸素摂取と共に可変する血液酸素飽和とレベルを検出するステップを含む請求項10のペースメーカー。

13. 患者の心臓に与えられる可変する刺激バルスを与える以下の要件からなる心臓ペースメーカーを動作させる方法。
自然に生じている心室機能の感知して感知事象発生させ、
ベーンシングレートに増補する補充収縮間隔により分類された各ベーンシングバル

自然に生じている心室心臓信号を感知し、それに応じて心室感知事象発生させる心室感知手段、

自然に生じている心室心臓信号を感知し、それに応じて心室感知事象発生させる心室感知手段、

ベーンシングレートに対応する心室補充収縮間隔によって分類された各心室刺激バルスを与える心室タイミング手段及び上記心室タイミング手段をリセットして心室補充収縮間隔をリスタートさせる心室感知事象発生に感応するリセット手段を含み、最小限の心室ベーンシングレートで心室刺激バルスを発生させる心室ペースメーカー。

心室ベーンシングレートに対応し心室補充収縮間隔によって分類された各心室刺激バルスを与える心室タイミング手段及び上記心室タイミング手段をリセットして心室補充収縮間隔をリスタートさせる心室感知事象発生に感応するリセット手段を含み、最小限の心室ベーンシングレートで心室刺激バルスを発生させる心室ペースメーカー。

血液酸素のための心臓酸素レベル及び心室活動レベルを示す生理的パラメータを測定するとともにそれらに応じてセンサ出力信号を与える手段、及び、
患者の心臓及び又は心室で期外収縮後の増強作用を引き起こす先行する心臓及び又は心室感知事象あるいはベーンシング事象に続いて、予め定められた時間インターバルで遅延する心室心室の刺激バルスを与える上記心臓及び又は心室ペースメーカーにより、明確のあるいは選択的にセンサ出力信号に感応する手段。

18. 心臓及び又は心室の心臓の起る不応期を包含する上記予め定められたインターバル時間を設定する手段をさらに含む請求項17の心臓ペースメーカー。

フロントページの続き

(72) 発明者 スティン ボール エム.
アメリカ合衆国 ミネソタ州 55369 メ
イプル グローブ ティンバー クレスト
ドライブ 6876